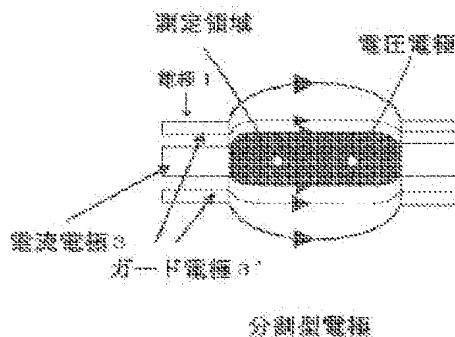


ELECTRODE FOR BIOLOGICAL IMPEDANCE MEASUREMENT EQUIPMENT**Publication number:** JP2001104274 (A)**Publication date:** 2001-04-17**Inventor(s):** KIUCHI YOSUKE; IRITANI TADAMITSU; KUSANAGI SUSUMU**Applicant(s):** SHIKOKU INSTRUMENTATION CO LTD**Classification:****- international:** **A61B5/05; A61B5/0408; A61B5/05; A61B5/0408;** (IPC1-7): A61B5/05**- European:****Application number:** JP19990291761 19991014**Priority number(s):** JP19990291761 19991014Abstract of **JP 2001104274 (A)**

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide electrode for living body for use in biological impedance measurement equipment that enables measurement of local sites with a high accuracy and impedance CT. **SOLUTION:** Electrode for living body, the output part of constant current in biological impedance measurement equipment, is functioned as a single electrode in the form of polygons including plural number of circle and ellipse. One current electrode is divided into plural number and the current is taken out from only any one of the divided electrodes keeping other electrodes at an equivalent voltage as guard electrodes. Relation of the depth of measurement domain and the impedance is constructed to measure impedance CT. The electrode on one side is divided in 3 layers and the electrode in the middle layer is divided in 3 concentric parts forming 5 parts. Current is applied only on one electrode of the three divide current electrodes in the middle layer.

Data supplied from the **esp@cenet** database — Worldwide

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2001-104274
(P2001-104274A)

(43) 公開日 平成13年4月17日 (2001. 4. 17)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テーマコード [*] (参考)
A 6 1 B	5/05	A 6 1 B	B 4 C 0 2 7
	5/0408	5/04	3 0 0 B

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願平11-291761

(22) 出願日 平成11年10月14日 (1999. 10. 14)

(71) 出願人 000180313

四国計測工業株式会社

香川県仲多度郡多度津町若葉町12番56号

(72) 発明者 木内 陽介

徳島県徳島市南矢三町 3-3-14-2

(72) 発明者 入谷 忠光

徳島県徳島市南沖洲町 1-10-17

(72) 発明者 草薙 進

香川県高松市林町字新町2217番 7 四国計
測工業株式会社高松技術研究所内

(74) 代理人 100102314

弁理士 須藤 阿佐子

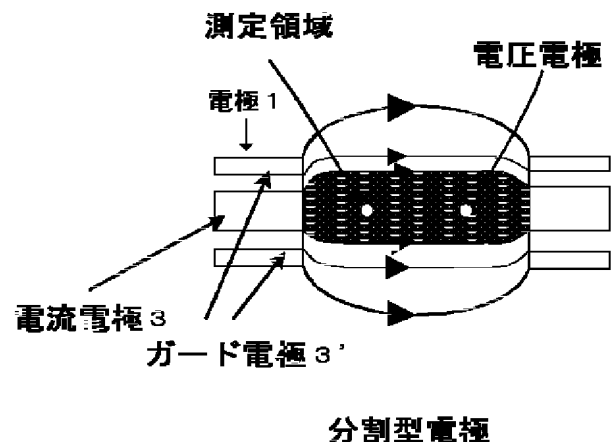
F ターム (参考) 4C027 AA06 EE01

(54) 【発明の名称】 生体インピーダンス計測装置用電極

(57) 【要約】

【課題】 局所部位の測定が高精度で測定可能となる生体インピーダンス計測装置用、およびインピーダンスCTを測定可能となる生体用電極の提供。

【解決手段】 生体インピーダンス計測装置における定電流出力部である生体用電極であって、複数の円形、楕円形を含む多角形をもって1つの電流用電極として機能させるようにした生体インピーダンス計測装置用電極。1つの電流用電極が複数の分割され、そのうち任意の1つの電極からだけ電流を流すように構成されている。電流を流さない残りの電極をガード電極とし、全て等電位に保持されるように構成されている。複数の分割した電極の間隔に基づく測定領域の深さと、そのときのインピーダンスの関係からインピーダンスCTを測定できるように構成した。片側の電極を、上下3層に分割しさらに中間層の電極を同心に3分割して5分割し、中間層の3分割した電流電極のうちの1個を電流を印加すべく構成した。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体インピーダンス計測装置における定電流出力部である生体用電極であって、複数の円形、楕円形を含む多角形をもって1つの電流用電極として機能させるようにした生体インピーダンス計測装置用電極。

【請求項2】 1つの電流用電極が複数に分割され、そのうち任意の1つの電極からだけ電流を流すように構成されている請求項1の生体インピーダンス計測装置用電極。

【請求項3】 任意の1つの電極の決定はソフト処理によって行われる請求項2の生体インピーダンス計測装置用電極。

【請求項4】 電流を流さない残りの電極をガード電極とし、全て等電位に保持されるように構成されている請求項2または3の生体インピーダンス計測装置用電極。

【請求項5】 1つの電流用電極が3分割され、そのうち中央の電極を電流電極と、両端の電極をガード電極とし、3つの電極の電位は等しく設定したことを特徴とする請求項4の生体インピーダンス計測装置用電極。

【請求項6】 複数に分割した電極の間隔に基づく測定領域の深さと、そのときのインピーダンスの関係からインピーダンスCTを測定できるように構成した請求項2または3の生体インピーダンス計測装置用電極。

【請求項7】 片側の電極を、上下3層に分割しさらに中間層の電極を同心に3分割して5分割し、中間層の3分割した電流電極のうちの1個を電流を印加すべく構成したことを特徴とする請求項6の生体インピーダンス計測装置用電極。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業の属する技術分野】本発明は、生体インピーダンス計測装置に関する。より詳細には本発明は、非侵襲の四電極法により生体の皮膚上から生体内部組織のインピーダンス測定を行い、体脂肪率や浮腫、乳癌の診断に適用するための計測装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来の生体インピーダンス測定に用いる電極は、図3に示すように、電流電極を1枚の平板電極で構成されており、電流は電極のあらゆる個所を流入及び流出の経路とする性質があるので、電流経路が拡がり計測領域が拡がってしまい、生体インピーダンスの測定においては測定領域全体のインピーダンスを測定するので、測定対象に対する測定精度は低いものになってしまうという問題点があった。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】本発明は、局所部位の測定が高精度で測定可能となる生体インピーダンス計測装置用電極を提供することを課題とする。さらに、本発明はインピーダンスCTを測定可能となる生体用電極を

提供することを課題とする。

【0004】

【課題を解決するための手段】電流電極を分割してその中で実際に印加する電極を任意に決定することにより電流路を決定して測定領域を決定することにより課題を解決する。電極から電流を流すとき、その経路は面積、形状に応じて放射線状になることが知られている。従って、面積の大きい電極を配置すれば、電流経路は大きく拡がりひいては測定領域が拡がることになる。従来、測定領域が拡がり過ぎて特定できなかったが、本発明では、電極を小さく分割し、そのうち1つの電極からだけ電流を流すとき、電流経路は電極が大きいときに比較して制限され、これが測定領域の決定に寄与することから、高精度な測定が可能になる。電極を分割しその中で実際に印加する電極を任意に決定することにより電流路を決定でき、測定領域が決定でき、これにより、局所部位の測定が高精度で測定可能となる生体用電極を提供するものである。また、このとき電流を流さない残りの電極をガード電極とし、等電位としておくと1つの電極から流れる電極の拡散が抑制されて、電流路の特定が可能となり測定領域が局所的に特定が可能となる。さらに、電極の間隔に基づく測定領域の深さと、そのときのインピーダンスの関係からインピーダンスCTを測定可能となる生体用電極を提供するものである。すなわち、電極を3分割し中央の電極を電流電極と、両端の電極をガード電極とし、3つの電極の電位は等しく設定したことを特徴とし、また、片側の電極を、上下3層に分割しさらに中間層の電極を同心に3分割して5分割し、中間層の3分割した電流電極のうちの1個を電流を印加すべく構成したことを特徴とする。

【0005】本発明は、生体インピーダンス計測装置における定電流出力部である生体用電極であって、複数の円形、楕円形を含む多角形をもって1つの電流用電極として機能させるようにした生体インピーダンス計測装置用電極を要旨としている。

【0006】1つの電流用電極が複数に分割され、そのうち任意の1つの電極からだけ電流を流すように構成されており、その場合、本発明は、生体インピーダンス計測装置における定電流出力部である生体用電極であって、1つの電流用電極が複数に分割され、そのうち任意の1つの電極からだけ電流を流すように構成することにより1つの電流用電極として機能させるようにした生体インピーダンス計測装置用電極である。上記の、任意の1つの電極の決定はソフト処理によって行われる。

【0007】電流を流さない残りの電極をガード電極とし、全て等電位に保持されるように構成されており、その場合、本発明は、生体インピーダンス計測装置における定電流出力部である生体用電極であって、1つの電流用電極が複数に分割され、そのうち任意の1つの電極からだけ電流を流すように構成するとともに、電流を流さ

ない残りの電極をガード電極とし、全て等電位に保持されるように構成することにより1つの電流用電極として機能させるようにした生体インピーダンス計測装置用電極である。好ましくは、1つの電流用電極が3分割され、そのうち中央の電極を電流電極と、両端の電極をガード電極とし、3つの電極の電位は等しく設定したことを特徴とする。

【0008】複数の分割した電極の間隔に基づく測定領域の深さと、そのときのインピーダンスの関係からインピーダンスCTを測定できるように構成しており、より具体的には片側の電極を、上下3層に分割しさらに中間層の電極を同心に3分割して5分割し、中間層の3分割した電流電極のうちの1個を電流を印加すべく構成しており、その場合、本発明は、生体インピーダンス計測装置における定電流出力部である生体用電極であって、1つの電流用電極が複数の分割され、そのうち任意の1つの電極からだけ電流を流すように構成することにより1つの電流用電極として機能させ、その際、複数の分割した電極の間隔に基づく測定領域の深さと、そのときのインピーダンスの関係からインピーダンスCTを測定できるように構成した、より具体的には片側の電極を、上下3層に分割しさらに中間層の電極を同心に3分割して5分割し、中間層の3分割した電流電極のうちの1個を電流を印加すべく構成しインピーダンスCTを測定できるように構成した生体インピーダンス計測装置用電極である。

【0009】本発明は、上記のいずれかの電極を具備する生体インピーダンス計測装置を要旨としている。

【0010】

【発明の実施の形態】電流用電極2個、電圧用電極2個からなる四電極法用電極において、各電極を対称な位置に配した構成であり、電流用電極を複数の多角形で分割しており、分割した電極間は電氣的に絶縁されている。

【0011】生体インピーダンス計測装置について説明する。本発明の発明者等は、特願平10-130553号として、迅速な測定が可能であり、またインピーダンスの測定データからインピーダンス軌跡を求めることが可能な生体インピーダンス計測装置を提供した。その生体インピーダンス計測装置は図4及び5に示す構成を備え、

(1) 上記構成を有する生体インピーダンス計測装置を用いて、生体インピーダンスを測定しようとする部位の皮膚上に2個の電流電極ならびに2個の電圧電極を装着し、電流電極に任意の周波数帯域を有するパルス電流を流すことにより電圧電極間に生じる電圧波形を電圧波形計測部によって計測することにより電圧電極間に生じる電圧波形を電圧波形計測部によって計測し、メモリ内に電流データと電圧データを書き込むことが可能である。これらの信号を制御部内のDSPにより高速に演算処理すれば生体インピーダンス値ならびに生体インピーダン

ス軌跡が求められ、表示部のディスプレイによって表示可能になる。

【0012】(2) 演算により求められた生体インピーダンスが有する周波数成分は、入力したパルス電流が有する周波数成分に完全に依存することから、周波数帯域の異なるパルス電流波形データを予めパルス波形メモリに複数個書き込めば、測定毎にパルス電流に含まれる周波数帯域を選択でき、これに応じた生体インピーダンスデータを得ることが可能となる。

【0013】(3) 生体インピーダンス計測装置は電流データ・電圧データ共に微弱信号であるから特に電極センサー装置本体間のケーブルが拾う外部ノイズに対しては非常に弱く、高精度な測定を安定的に行うことは、従来の構成では難しかったが、本発明による構成とすれば電極センサ内で電流パルスを生成し、電流波形および電圧波形を増幅するため、外部ノイズの影響を軽減できるので、電極センサー装置と本体間のケーブル長を従来の数倍にしても、正確な測定を安定的に行うことが可能となる。

【0014】(4) 測定前にオフセット電圧を測定し、この値を生体インピーダンス測定時の波形から除去した波形を増幅することにより、オフセット電圧に影響されない高精度な測定を可能としている。

(5) 電流パルスの印加を2回に分けて印加する。1回目と2回目の間に商用周波数の半周期分の待ち時間を設けて、印加時の商用周波数の位相を反転させて測定すると、移動平均処理の際に商用周波数の影響を相殺させた高精度な測定を可能にしている。

【0015】図4の処理の流れについて説明する。システムは基準パルス発生器からのパルスによって作動している。始めにゼロの値を持つ電流を生体に印加し、この時に電圧電極で測定される電圧値がオフセット電圧である。生体インピーダンス測定時にはオフセット電圧をD/Aコンバータ、ローパスフィルタを介してオフセット除去部でキャンセルしている。実際の測定は、パルス波形メモリに格納されているデータをD/Aコンバータによりアナログ信号に変換した後、定電流出力部において電圧-電流変換し電流パルス $i(t)$ を生成する。電流パルス $i(t)$ は検出抵抗を通過して、電流電極から生体を通って対向の電流電極に流入する。生体へ印加される電流波形は検出抵抗の両端の電圧を測定する電流波形計測部によって計測している。また、この電流パルスによって電圧電極間に生じる応答電圧 $v(t)$ を計測する。図に示すように計測処理はDSPを介さずにカウンタ部からのアドレス生成によりDMA(ダイレクト・メモリ・アドレス)方式で計測結果がメモリに格納される構造となっている。計測結果 $i(t)$ 、 $v(t)$ は、DSPによってフーリエ変換され、 $I(\omega)$ 、 $V(\omega)$ が得られる。 $Z(\omega) = V(\omega) / I(\omega)$ から各周波数におけるインピーダンスを計算して、その結果を複素平面上にプロットし、各

点を結ぶことによってインピーダンス軌跡を描く。予め生体組織の電氣的等価回路を設定しておく、このインピーダンス軌跡から生体組織の電氣的等価回路の各パラメータの値を推定することができる。

【0016】図5の処理の流れについて説明する。図4からの改良点はセンサ内に計測用アンプを内蔵し、生体から取り出した信号をセンサ内で増幅する構造としたことである。これは図4の大きな問題点であったセンサー装置間の距離を長く取ると、ノイズの影響を強く受けることへの対策であり、一部の計測用アンプをセンサに内蔵させることで、ケーブル長を長くしても安定した測定が可能となった。また、図4の構成では開始アドレスが任意に設定できなかったため、ロスタイムが発生することとなったが、図5ではこの点も改善を行った結果、測定時間は大幅に短縮された。処理の流れは図4と同じである。

【0017】そこで、本発明は、上記のような生体インピーダンス計測装置を対象とし、その電極を改良してさらに測定精度を向上させるものである。

【0018】

【作用】生体インピーダンスを測定しようとする部位の皮膚上に2個の電流電極ならびに2個の電圧電極を装着し、測定に際しては、複数に分割した電流用電極を真の電流用電極とガード電極とに分類する。全てのガード電極は等電位に保たれているので、これによって測定領域は等電位領域を形成し、真の電流用電極から印加される電流はこの等電位領域を超えて流れることはなく、制限された電流経路を通るので測定範囲の特定が可能となり局所測定においても精度が向上する。

【0019】インピーダンスCT用電極の実現。電流経路において表皮から深さは電極間隔に依存し、電極間隔が広いほど電流は深部に到達する。電流電極を電極間隔が狭い順に測定すると、測定領域の深さが浅い順に測定することができる。このことから、測定領域の深さと、そのときのインピーダンスの関係からインピーダンスCTが実現できる。

【0020】

【実施例】本願発明の詳細を実施例で説明する。本願発明はこれら実施例によって何ら限定されるものではない。

【0021】実施例1

図1は本発明の第1実施例であり、この例では、電極(1)を3分割し、真ん中の電極を電流電極(3)とし、両端の電極をガード電極(3')としている。電流は電極のあらゆる箇所を流入および流出の経路とする性質がある。図3の電流電極が1枚の平板電極で構成されている従来型電極の場合は、電流電極が1枚の平板電極

で構成されているために、電流経路が拡がっている。生体インピーダンスの測定においては測定領域全体のインピーダンスを測定するので、測定対象に対する測定精度は低い。本発明の分割型の第1実施例では、1つの電流電極を3分割しており、真ん中の電極を電流電極としており、3つの電極の電位は等しく設定する。3つの電極の電位は等しく設定すると、電流電極から流れる電流は電極面積が小さくなることに加えて、ガード電極と電流電極が等電位であることから電流経路の拡がり方が抑制され、測定領域が測定対象に集中するために、測定精度が向上する。

【0022】実施例2

図2は本発明の第2実施例であり、この例では図示のように、片側の電極を、上下3層に分割(3₁、3₂、3₃)しさらに中間層の電極(3₂)を同心に3分割(3₂₁、3₂₂、3₂₃)して5分割し各電極間を電氣的に絶縁し、電流を印加するのは電流電極(3₂₁、3₂₂、3₂₃)のうちの1個であり、同時に複数個選択されることはない。また、電流電極(3₂₁、3₂₂、3₂₃)のうち、電流を印加しない電極はガード電極となる。電流経路において表皮からの深さは電極間隔に依存し、電極間隔が広いほど電流は深部に到達する。また、電流電極3₂₁、3₂₂、3₂₃の順番に測定すると、測定深度の深さが浅い順に測定することができる。このことから、測定領域の深さと、そのときのインピーダンスの関係からインピーダンスCTが実現できる。

【0023】

【発明の効果】(1)印加電流の多くを測定対象に印加できる電極を製作、構成することが可能になり測定精度が大幅に向上する。

(2)既存の技術だけで対応可能であり、安価に提供できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る分割型電極の概念図である。

【図2】本発明に係るインピーダンスCT用電極の概念図である。

【図3】従来の電極の概念図である。

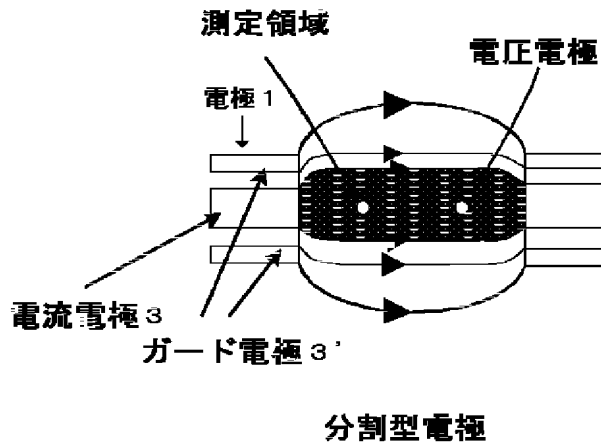
【図4】本発明の電極を適用する生体インピーダンス計測装置の1例のブロック図である。

【図5】本発明の電極を適用する生体インピーダンス計測装置の他の例のブロック図である。

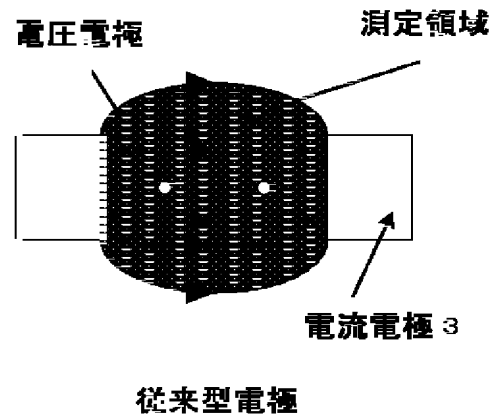
【符号の説明】

- 1 電極
- 3 電流電極
- 3' ガード電極
- 4 電圧電極

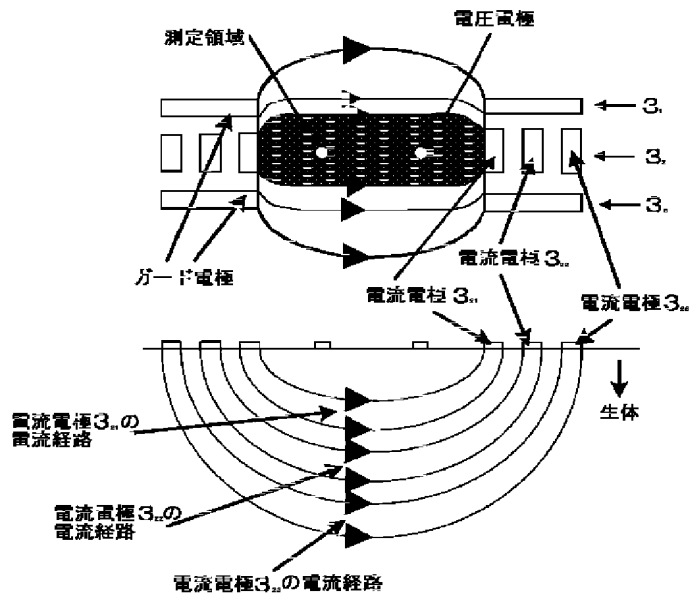
【図1】



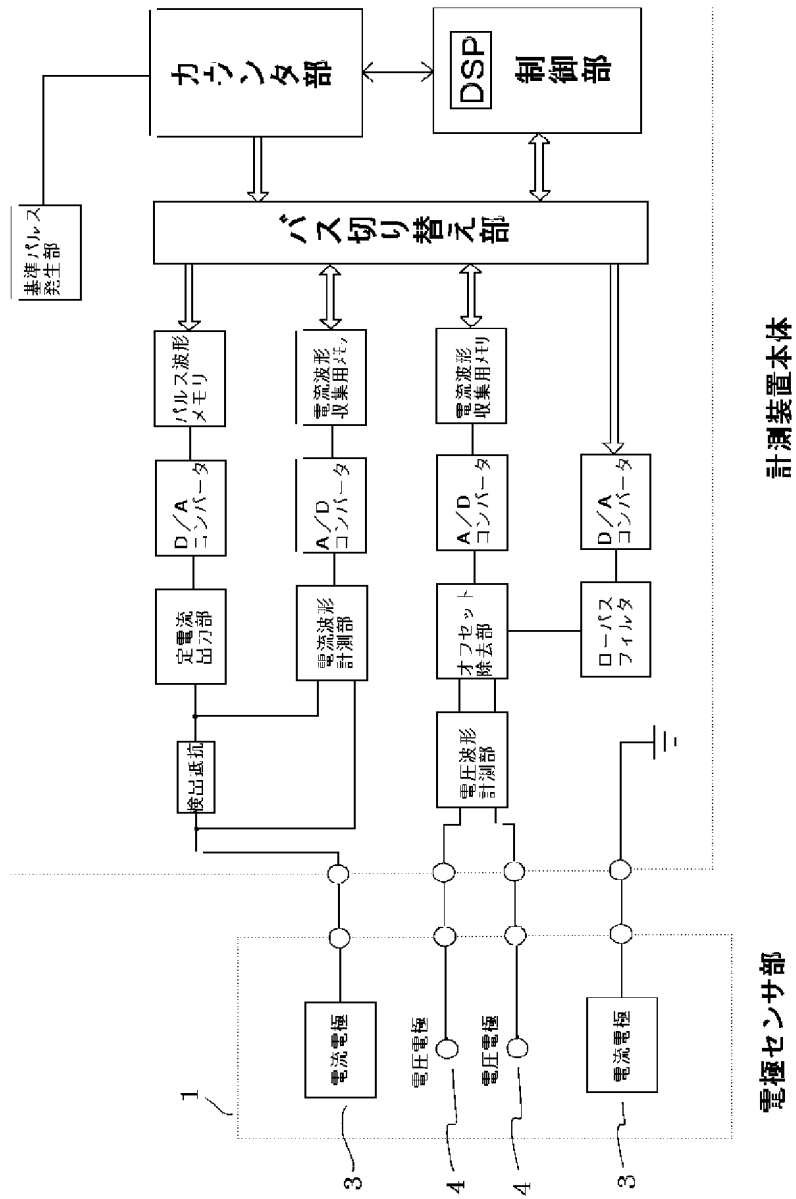
【図3】



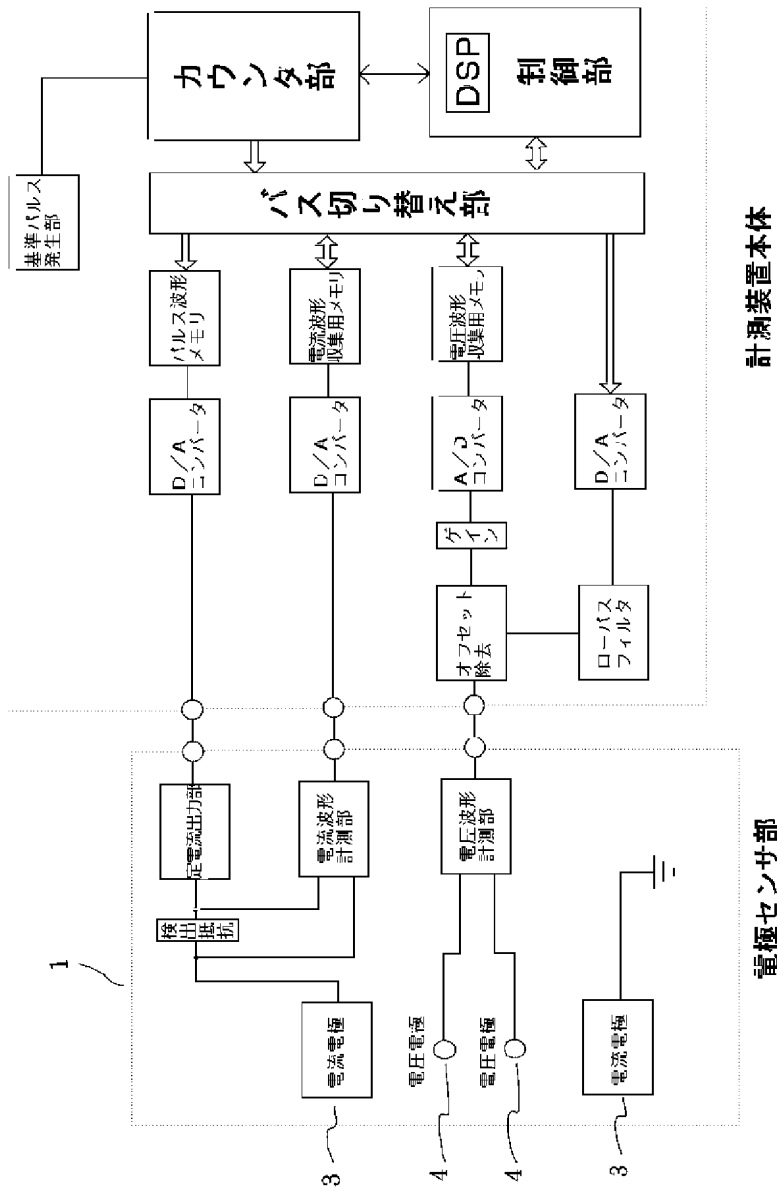
【図2】



【図4】



【図5】



計測装置本体

電極センサ部